

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Приладобудівний факультет

Прилади і системи неруйнівного контролю

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Анатолій ПРОТАСОВ

«__» _____ 20__ р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи
та технології неруйнівного контролю і діагностики»**

**спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»**

**на тему: «Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку
в судинах»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПК-61

Якимчук Анна Юріївна

Керівник:

К.т.н., доцент

Галаган Роман Михайлович

Консультант з електричної схеми:

К.т.н., доцент

Баженов Віктор Григорович

Рецензент:

К.т.н., доцент

Філіппова М.В.

Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2020 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

[illegible]

				ПК 6121. 00.000.00		
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Розробн.	Якимчук А.Ю.				1	1
Керівн.	Галаган Р.М.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ПСНК Гр. ПК-61	
Консульт.						
Н/контр.						
Зав.каф.						

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Ультразвуковий прилад для вимірювання
швидкості кровотоку в судинах»

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Приладобудівний факультет

Прилади і системи неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології неруйнівного контролю і діагностики»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Анатолій ПРОТАСОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Якимчук Анни Юріївни

1. Тема проєкту «Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку в судинах», керівник проєкту Галаган Роман Михайлович к.т.н. доцент, затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1180-с
2. Термін подання студентом проєкту «10» червня 2020р.
3. Вихідні дані до проєкту: робоча частота – 5 МГц, об'єкт контролю – сонна артерія, тип доплера – імпульсний, матеріал перетворювача – ЦТС-19, вірогідність контролю >95%
4. Зміст пояснювальної записки:
 - 1) аналіз об'єкта контролю та постановка завдання дослідження;
 - 2) ультразвук та особливості його розповсюдження в біологічних тканинах;
 - 3) розрахункова частина;
 - 4) вибір та розрахунок елементів електричної схеми;

5) розрахунок похибок;

6) висновок;

7) список літератури.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): структурна схема, електрична принципова, складальне креслення.

6. Консультанти розділів проєкту*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Електрична схема	Баженов В.Г.	01.06.2020	05.06.2020

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Розгляд методів доплерографії	01.05.2020-20.05.2020	
2	Розгляд особливостей поширення УЗ в біологічних тканинах	10.05.2020-25.05.2020	
3	Розрахунок акустичного тракту	15.05.2020-22.05.2020	
4	Вибір структурної схеми	20.05.2020-22.05.2020	
5	Розробка датчика	22.05.2020-03.06.2020	
6	Реалізація електричної схеми	25.05.2020-05.06.2020	
7	Підбиття підсумків	05.06.2020-10.06.2020	

Студент

Анна ЯКИМЧУК

Керівник

Роман ГАЛАГАН

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проєкту.

Анотація

На дипломний проєкт студентки четвертого курсу, групи ПК-61 приладобудівного факультету Якимчук Анни з теми: “Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку в судинах”.

Дипломний проєкт складається з 60 сторінок, 27 рисунків, 16 літературних джерел.

Ключові слова: ультразвук, доплерографія, п'єзодатчик, швидкість крові в судинах.

Дипломний проєкт присвячений розробці ультразвукового приладу, який призначений для вимірювання швидкості кровотоку в судинах.

В першому розділі було проаналізовано існуючі методи ультразвукового неруйнівного контролю та на основі цієї інформації визначились з методом на якому буде базуватись прилад. Було обрано метод імпульсного доплера.

В другому розділі розглянуто особливості поширення ультразвуку в біологічних тканинах.

В розрахунково-теоретичній частині було обрано матеріал п'єзоперетворювача та здійснено розрахунок його габаритних розмірів. Визначено послідовність тканин, через які проходить хвиля при діагностиці, та здійснено розрахунок коефіцієнту акустичного тракту.

В конструкторсько-технологічній частині розроблено структурну схему та на її основі реалізовано електронну принципову схему. Виконаний складальний кресленник датчика на основі розрахунків отриманих в розрахунковій частині.

Розроблений прилад задовільняє всім поставленим вимогам.

Мета роботи полягає в розробці приладу, який буде здатний вимірювати швидкість кровотоку в судинах.

Предмет дослідження – методи та засоби ультразвукового контролю швидкості крові в судинах.

Об'єкт дослідження – моніторинг швидкості крові в судинах.

Annotation

To the diploma project of the fourth-year student, group PK-61 of the Faculty of Instrument-Making Anna Yakymchuk on the topic: "Ultrasound device for measuring of blood flow velocity in blood vessels."

The diploma project consists of 60 pages, 27 drawings, 16 literary sources.

Key words: ultrasound, dopplerography, piezoelectric sensor, blood velocity in vessels.

The diploma project is devoted to development of ultrasound device that is designed for measure the speed of blood flow in blood vessels.

In the first section, the existing methods of ultrasound non-destructive testing were analyzed and based on this information, the method on which the work of device will be based was determined. The pulse Doppler method was chosen.

The second section considers the features of ultrasound propagation in biological tissues.

In the calculation-theoretical part, the material of the piezoelectric transducer was selected and its general dimensions were calculated. The sequence of tissues through which the wave passes during diagnosis was determined, and the coefficient of the acoustic tract was calculated.

In the design and technological part the structural scheme was developed and on its basis the electronic schematic scheme was realized. The assembly drawing of the sensor was made on the basis of the calculations received in the calculation part.

The developed device satisfies all the established requirements.

The purpose of the work is to develop a device that will be able to measure of the blood flow velocity in the vessels.

The subject of research - methods and means of ultrasound control of blood velocity in blood vessels.

The object of study - monitoring the blood velocity in the vessels.

Зміст

ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ОБ’ЄКТА КОНТРОЛЮ ТА ПОСТАНОВКА ЗАВДАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	7
1.1 Ультразвукові методи неруйнівного контролю.....	7
1.2 Методи доплерографії.....	9
1.2.1 Неперервний доплер.....	12
1.2.2 Імпульсний доплер	19
1.3 Аналіз імпульсного доплера	26
РОЗДІЛ 2. УЛЬТРАЗВУК ТА ОСОБЛИВОСТІ ЙОГО РОЗПОВСЮДЖЕННЯ В БІОЛОГІЧНИХ ТАКАНИНАХ.....	34
2.1 Фізичні характеристики біологічних середовищ.....	34
2.3 Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах.....	35
2.4 Затухання ультразвуку в біологічних тканинах	37
РОЗДІЛ 3. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА	40
3.1 Вибір та розрахунок п’єзоелементу	40
3.3 Розрахунок акустичного тракту	41
3.4 Розрахунок напруги випромінювача.....	44
РОЗДІЛ 4. ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ.....	46
4.1. Вибір структурної схеми	46

					ПК 61.210000.000ПЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					
Розроб.		Якимчук А.Ю.			Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку в судинах Пояснювальна записка		Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Галаган Р.М.							
Н. Контр.							ПБФ, ПК-61		
Затверд.		Галаган Р.М.							

4.2. Опис елементів принципової схеми.....	47
4.2.1. Генератор	47
4.2.2. Підсилювач потужності.....	47
4.2.3. Лінія затримки.....	48
4.2.4. Ключ	49
4.2.5. Підсилювач високих частот	49
4.2.6. Змішувач	50
4.2.7. Селектор.....	51
4.2.8. Фільтр низьких частот	51
4.2.9. Мікросхема	52
4.3. Розробка ультразвукового датчика	53
РОЗДІЛ 5. РОЗРАХУНОК ПОХИБОК.....	55
5.1. Похибка зумовлена квантуванням АЦП	55
5.2. Оцінка вірогідності контролю	55
Висновок	57
Список літератури.....	58

ВСТУП

За основу принципу дії даного ультразвукового приладу взято імпульсний доплерівський метод дослідження. Сам ефект Доплера, на якому ґрунтується метод, полягає в наступному: частота коливань, що збуджена випромінювачем, та частота цих же коливань, отриманих приймачем після відбиття в об'єкті контролю, може відрізнитись якщо отримувач та/чи приймач рухаються відносно один одного.

Генератор зондуючих сигналів формує сигнали малого імпульсу і надсилає їх в об'єкт контролю. Сигнал, після віддзеркалення, фіксується приймачем далі підсилюється за допомогою підсилювача високої частоти і разом з початковим(зондуючим) сигналом подається на змішувач(перемножувач) з затримкою на певний час τ . В результаті ми можемо спостерігати часову розгортку сигналів. На самій розгортці за допомогою стробування ми зможемо виділити сигнали, що відбиті окремими структурами для подальшого їх опрацювання.

Особливість методу в тому, що, на відміну від інших доплерівських методів, в імпульсному – присутня роздільна здатність по глибині.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						6
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ОБ'ЄКТА КОНТРОЛЮ ТА ПОСТАНОВКА ЗАВДАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ

Здоров'я – це найважливіший ресурс для життя кожної людини. Люди, які мають захворювання, в залежності від їх складності, часто обмежені в деяких повсякденних речах, що ускладнює їм життя і може призвести навіть до летальних випадків. Тому, в сьогоденні, важливо вчасно виявити та ідентифікувати захворювання для того щоб або його усунути, або зменшити його шкідливий вплив на здоров'я людини. Дипломна робота присвячена виявленню деяких патологій в людських судинах, а саме в сонній артерії.

Відомо, що утворення, наприклад, тромбу супроводжується зміною швидкості кровотоку в судині. Зміна швидкості виникає в результаті утворення згустку крові в артерії, що перешкоджає нормальному кровотоку по судині. Зафіксувати цю зміну можна за допомогою ультразвукового дослідження заснованого на ефекті Доплера. Перевагою цього методу є те що він безболісний, нешкідливий для здоров'я та не має вікових обмежень.

В цьому дипломному проєкті ми займемося розробкою ультразвукового приладу, що використовуватиме доплерографічний метод неруйнівного контролю, призначений для контролю швидкості потоку крові в людських судинах.

1.1 Ультразвукові методи неруйнівного контролю

Механічні коливання, що поширюються у пружних середовищах називають акустичними коливаннями. Якщо частота цих коливань перевищує 20 кГц, тобто знаходяться над порогом чутливості людського вуха, то ці коливання називають ультразвуковими. У дефектоскопії використовують діапазон частот від 0,5 МГц до 10 МГц.

При розповсюдженні акустичних коливань частинки середовища, в якому поширюються коливання, коливаються відносно точки рівноваги.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						7
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Найменша відстань між цими двома частинками середовища, називається довжиною хвилі.

У випадку, якщо нам необхідно змінити довжину хвилі в середовищі, то необхідно буде змінювати частоту коливань цієї акустичної хвилі, оскільки швидкість розповсюдження хвилі в середовищі залежить від характеристик та фізичних властивостей, а їх ми регулювати не можемо. Можна виділити два основні типи акустичних хвиль, а саме:

- Повздовжні – напрямок поширення хвилі співпадає з напрямком коливань частинок середовища;
- Поперечні – напрямок поширення хвилі перпендикулярний до напрямку коливань частинок середовища.

Методи ультразвукової діагностики ґрунтуються на здатності пружних хвиль поширюватись в твердих матеріалах, відбиватись від межі розподілу двох середовищ, що мають різні властивості та акустичні характеристики.

Методи ультразвукового контролю розділяють на групи:

- активні;
- пасивні.

Активними методами ультразвукового контролю вважають ті, які ґрунтуються на дослідженні отриманого сигналу який пройшов через об'єкт контролю або відбився від донної поверхні об'єкту контролю.

Пасивними вважають ті методи, які реєструють та аналізують виключно сигнали, що утворюються в об'єкті контролю в результаті проходження деяких фізичних процесів. Пасивні методи також називають методами акустичної емісії.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						8
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

В нашому дипломному проєкті ми будемо аналізувати саме сигнал, що був випромінений в об'єкт контролю. Отже, розглянемо більш детально саме активні методи ультразвукового контролю:

- методи проходження – два перетворювачі (приймач та випромінювач) розміщуються на різних сторонах об'єкту контролю. При цьому налізують зміни по інтенсивності сигналу, що пройшов через об'єкт контролю;
- методи відбиття – ґрунтуються на аналізі імпульсів, які були отримані після відбиття хвилі від дефектів або границь об'єкту контролю;
- комбіновані методи – поєднують в собі методи відбиття та проходження;
- імпедансі методи – аналізують характер зміни механічного імпедансу в місці контакту перетворювача та об'єкту контролю.

Наш проєкт присвячений дослідженню швидкості кровотоку в судинах. Оскільки структура людського організму є багат шаровою, для спрощення ми використовуватимемо один з методів відбиття, а саме метод заснований на ефекті Допплера.

1.2 Методи доплерографії

Ультразвукова доплерографія (УЗДГ) – це сфера ультразвукового контролю заснованого на ефекті Допплера. Сутність ефекту Допплера полягає в тому, що при відбитті хвилі від рухомого середовища, в нашому випадку еритроцитів у крові, частота ультразвуку зменшується. Ця різниця між випроміненою та отриманною частотою називається зсувом частоти або доплерівською частотою. Вона пропорційна швидкості руху крові в судині

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						9
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

та куту між віссю судини і датчиком. Ультразвукова доплерографія надає можливість проводити вимірювання швидкості кровотоку навіть через шкіру в судинах, що розташовані під поверхнею, наприклад, в сонних та хребетних артеріях.

Ультразвукова доплерографія артерій через ультразвукові вікна(місця проходження хвиль), на підставі вимірів швидкості. спектрального аналізу в поєднанні зі стробуванням, дає нам можливість виявляти процеси набряків і закупорки артерій голови та ший.

При дослідженні методами Доплера, ми надсилаємо сигнал з відомою нам частотою, та знімаємо значення частоти після проходження в об'єкті контролю. Після отримання необхідних нам значень, ми можемо знайти швидкість руху контрольованого об'єкту. Загальна формула частоти Доплера має наступний вид:

$$f_d = f_0 \cdot \frac{2V}{C}$$

де f_0 – частота випроміненого сигналу;

f_d – отримана частота доплерівського зсуву;

V – швидкість руху об'єкту контролю (в нашому випадку крові);

C – швидкість поширення ультразвукової швилі в об'єкті контролю.

В порівнянні з іншими діагностиками, метод ультразвукової доплерографії мозкового кровотоку має переваги: неінвазивність, відсутність радіаційного випромінювання, можливість неодноразового повторення для спостереження картинки в динаміці. Показники при цьому будуть досліджуватись в реальному часі, що дає можливість проведення функціональних проб, в залежності від яких і оцінюємо стан механізмів регуляцій мозкового кровотоку.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						10
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

До можливостей методу слід віднести діагностику стенозуючих та окклюзуючих подразнень судин та артерій головного мозку, визначення рівня подразнення, виявлення порушення венозної циркуляції крові, визначення можливостей обхідного кровообігу, обстеження резервів артерій в межах вілізієвого кола.

До передумов проведення ультразвукової діагностики на основі ефекту Допплера належать:

- судинні захворювання, такі як мігрень, церебральна ангіодистонія, гостре порушення мозкового кровообігу, стенозуючі та/або оклюдуєчі подразнення судин.
- пороки розвитку судин, наприклад гіпоплазія, артеріальні та артеріовеності мальформації.

Ультразвукова доплерографія проводиться методами неперервного доплера і імпульсно-хвильового доплера.

Основним недоліком методу неперервного доплера є відсутність роздільної здатності по глибині, в імпульсному доплері цей недолік було усунено.

Щоб забезпечити спостереження тільки однієї судини необхідно виділити інтервал часу t (строб) та аналізувати відбиті сигнали, що проходять в цей строб. Положення цього інтервалу визначається глибиною розташування судини.

У випадку якщо судина має великий діаметр, то за допомогою короткого імпульсу ми зможемо аналізувати окремі ділянки судини по товщині, встановлюючи строб, що рівний тривалості випромінюючого імпульсу, послідовно уздовж перерізу судини та отримувати характеристики швидкості кровотоку в профілі досліджуваної судини.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						11
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2.1 Неперервний доплер

Неперервний доплер (англ. continuous wave Doppler – CW-Doppler) був першим і, протягом деякого часу, єдиним методом на основі ефекту Доплера, який використовувався в ехографії. В неперервному доплері неперервно випромінюються та приймаються синусоїдальні сигнали що мають високу тривалість, з цієї причини сам метод має назву неперервного. Однак, в реальності тривалість цих сигналів в часі є обмеженою. Це пов'язано з необхідністю вимірювання зсуву доплерівської частоти на кінцевих інтервалах (не перевищують 5-10 мс). В протилежному випадку буде неможливим оцінювання зміни спектру в часі на різних фазах серцевого циклу, іншими словами не буде реалізоване вимірювання в реальному часі.

Для режиму неперервного дослідження використовують спеціальні датчики, в яких випромінювання і прийом забезпечується окремими ультразвуковими перетворювачами. На рисунку 1.1 зображений двоелементний датчик, що дістав назву олівцевий датчик (англ. pencil probe). Випромінювач та приймач виготовлені з п'єзокераміки та розташовані в середині датчику у формі двох напівдисків, вони акустично та електрично екрановані один від одного. Випромінювач формує та випромінює передавальний промінь, а приймальний перетворювач, в свою чергу, сприймає цей промінь відбитий від стінок об'єкту контролю. Осі обох променів повинні бути орієнтовані так, щоб вони перетинались на тій глибині на рівні якої повинна бути наша досліджувана судина.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						12
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 1.1 Олівцевий датчик

Неперервний синусоїдальний сигнал надходить на випромінювач з деякою частотою f_0 , після цього п'єзокерамічний перетворювач цей сигнал електричний сигнал перетворює в ультразвуковий з тією ж частотою f_0 . Вибірка таких сигналів далі поширюється, через біологічні тканини, з концентрацією в межах нашого передавального променя. Поширюючись, наші ультразвукові коливання відбиваються від біологічних неоднорідностей, в результаті частина цих відбитих сигналів повертається до датчика. Найкраще прийом сигналів проводиться в межах приймального променя. Відповідно, найбільш оптимальними умовами є дослідження в зоні перетину передавального та приймального променів (на рис. 1.1. – заштрихована зона).

Ця область, в якій перетинаються промені, називається контрольним об'ємом, оскільки саме в ній і аналізується доплерівський спектр сигналів.

Датчики олівцевого типу використовуються як основні в доплерівських приладах, в яких відсутній В-режим (двовимірні сіро шкальні зображення), ібо як додаткові датчики в сканерах, в яких В-режим є основним.

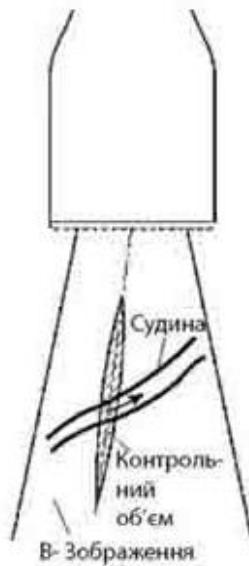


Рисунок 1.2. Дуплексний датчик

У більш досконалих системах можливе використання дуплексних (рис. 1.2.) датчиків, що можуть працювати і В-режимі і в CW-режимі. Це можуть бути лінійні, конвексні чи фазовані датчики електронного сканування. В цих датчиках приймальний та передавальний промені в CW-режимі формуються майже так само як і в В-режимі, з тією відмінністю, що для випромінювання та прийому використовуються відмінні (різні) елементи матричного перетворювача. Це впроваджується задля зменшення проникнення потужних випромінюваних сигналів на вхід нашого приймача. У таких датчиках є можливість змінювати контрольний об'єм та, крім того, не коригуючи при цьому положення датчика на тілі людини, коригувати напрямок променю (steering) для отримання ліпшого спостереження кровотоку.

Основний внесок в сумарний сигнал вносять саме ехо-сигнали від нерухомих неоднорідностей. В свою чергу, частота цих ехо-сигналів дорівнює самій частоті випромінюваного сигналу f_0 .

Спрощений варіант реалізації цього методу наведено на рисунку 1.3.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						14
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

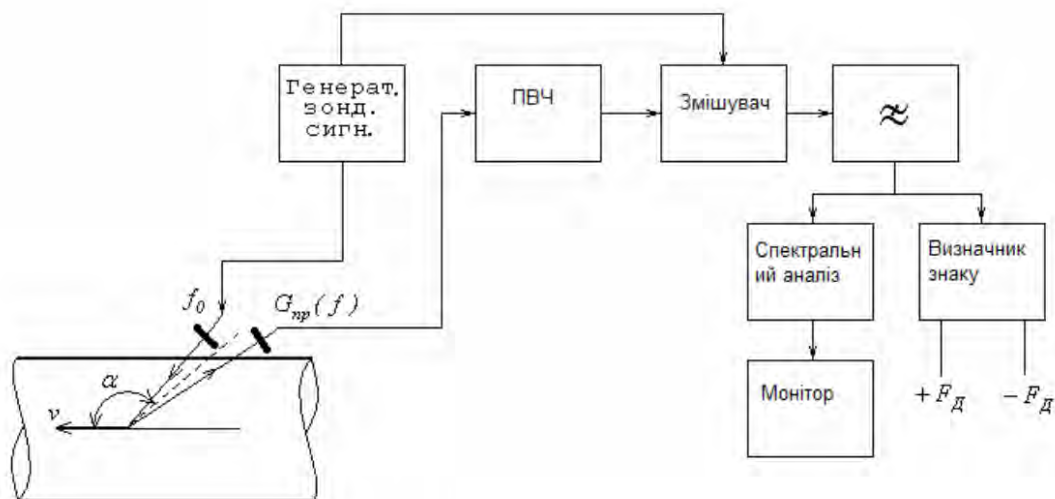


Рисунок 1.3. Структурна схема безперервного доплера

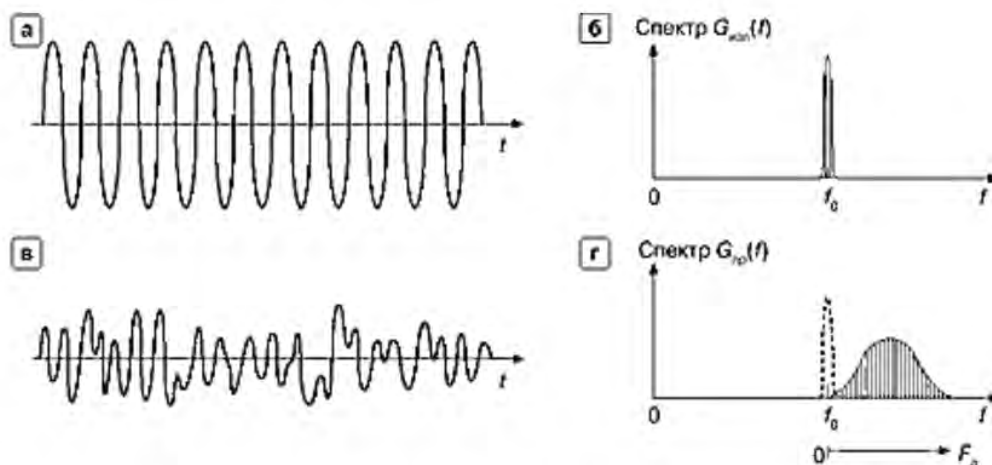
Генератор зондуючих імпульсів створює сигнал. Коли цей промінь датчика перетинає наш об'єкт контролю, тобто судину, в результуючому сигналі з'являються складові з доплерівськими зміщеннями по частоті f_d . Ці зміщення пропорційні проекції швидкості елементів крові в напрямку до датчику. Таким чином, крім отриманих ехо-сигналів з незмінною частотою f_0 , в результуючому сигналі містяться ехо-сигнали з частотами $f = f_0 + f_d$.

Отриманий ехо-сигнал, після виходу з датчика, потрапляє в підсилювач високої частоти (ПВЧ). Після цього отриманий сигнал надходить разом зі сформованим сигналом з генератора зондуючих імпульсів на змішувач (перемножувач). Фільтр низьких частот виділяє спектр частот саме доплерівського зсуву, який надалі аналізується спектроаналізатором. Паралельно до цього ми визначаємо знак по частоті і можемо робити висновок про прямий або зворотній кровотік.

Сигнали з доплерівським зсувом частоти, після обробки в спектральному аналізаторі, надходять на наш монітор у вигляді доплерівського спектру зсувів по частоті.

Розглянемо детальніше, як може виглядати цей спектр частот доплерівського зсуву.

На малюнку (рис. 1.4.) показані випромінюваний та приймальний сигнали, а також їхні частотні спектри. Випромінений сигнал (рис. 1.3. а) має одну частоту f_0 , це проявляється в тому що сигнал зображений в вигляді незмінної в часі синусоїди. З цієї причини спектр частот цього сигналу має одну складову частоту, що розташована в точці f_0 по осі частот (рис. 1.3. б).



а – випромінений сигнал, б – спектр випроміненого сигналу, в – приймаючий ехо-сигнал, г – спектр приймаючого ехо-сигналу.

Рисунок 1.4. Вид сигналів CW на тимчасовій осі і відповідний вид спектра частот цих сигналів

На рисунку 1.4. зображено вигляд прийнятого ехо-сигналу, який був відбитий від рухомих частинок крові (еритроцитів) в судині. Якби всі ці частинки рухались з однаковою швидкістю, то ехо-сигнал виглядав як синусоїда з частотою f , що відмінна від f_0 . В результаті того, що еритроцити рухаються з відмінними швидкостями, відбитий ехо-сигнал має складну форму, так як результуючий вид це сума синусоїд з відмінними частотою та амплітудою. Рисунок «г» дає уявлення щодо виду частотного спектра такого сигналу. Спектр сигналу, що відбитий нерухомими структурами (рис. 1.4. г) показаний пунктиром, він повторює спектр випромінюваного ехо-сигналу.

Допплерівський спектр, зображений праворуч відносно частоти f_0 у випадку, якщо доплерівське зміщення f_d є позитивним (прямий кровотік), або ліворуч – якщо доплерівські зміщення частот є негативними (зворотній

кровотік). У випадку турбулентного кровотоку одна частина спектру знаходиться праворуч від f_0 , а інша частина – ліворуч.

Ілюстрація (рис. 1.4 г) зображує, як виглядатиме спектр ехо-сигналу на вході приймального елементу. На виході з цього елементу ті ж самі сигнали вже мають виключно частоту доплерівського зсуву, тобто вид спектру залишиться таким самим, однак початок координати частот буде перенесений в точку f_0 .

На рисунку 1.5. наведено види спектрів доплерівських зміщень частоти. Зображені спектр випромінюваного неперервного сигналу (рис. 1.5. а), спектр ехо-сигналів у випадку руху частинок крові з однією і тією ж самою швидкістю (рис. 1.5 б), спектр ехо-сигналів у випадку прямого (рис. 1.5. в) та зворотнього (рис. 1.5. г) кровотоку в судині при різних швидкостях руху частинок крові, та при турбулентному кровотоку (рис. 1.5. д).

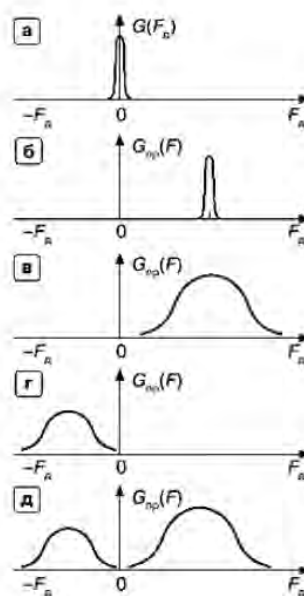


Рисунок 1.5. Види спектрів частот доплерівського зсуву

Наведені спектри є миттєвими, тобто характеризують лише певний, короткий інтервал часу, яким ми можемо вважати незмінним.

Зображення доплерівського зсуву частот в різні моменту часу ми змогли сформувати за допомогою тривимірного графіку (рис. 1.6). Згідно рисунку ми зможемо проаналізувати зміну спектру орієнтовно від фаз серцевого циклу, оскільки присутня вісь часу t .

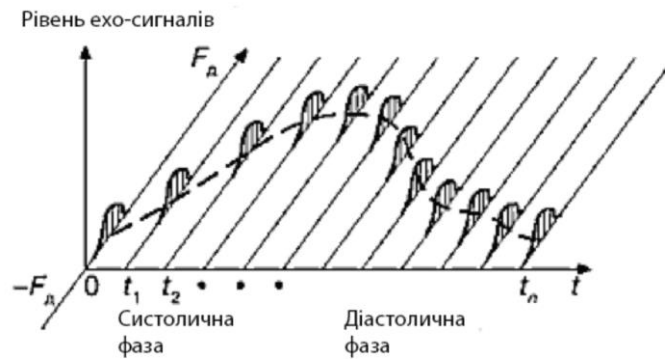


Рисунок 1.6. Зміна спектра частот доплерівського зсуву в часі

Систолічна фаза являє собою момент коли серце накачує кров, діастолічна фаза відповідає коли серце надсилає кров далі по судинам.

Як було сказано вище, на екрані приладу ми зможемо переглядати зображення в В-режимі, тобто у вигляді двовимірного зрафіка, з виведеними залежностями доплерівських частоти зсуву від часу (рис. 1.7).

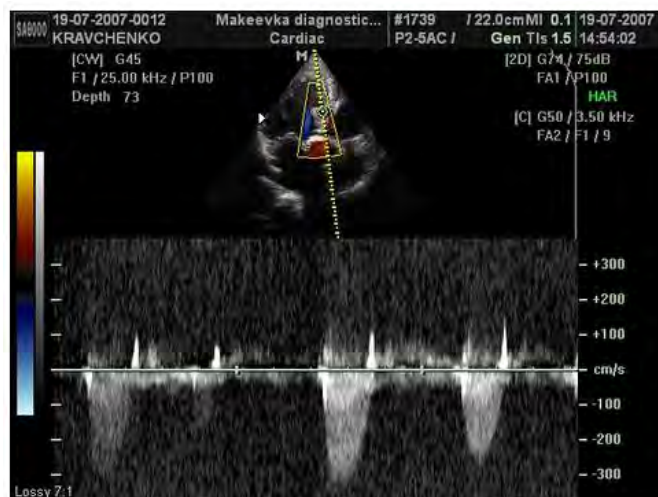


Рисунок 1.7. Зображення на екрані доплерівського приладу

На завершення розгляду даного методу необхідно вказати його основні позитивні якості, а саме:

- висока чутливість;
- можливість отримати кількісні характеристики кровотоку, які несуть цінну діагностичну інформацію;
- підвищена точність оцінювання спектру частот доплерівського зсуву та спектру швидкостей самого кровотоку;
- однозначність вимірювання доплерівських зсувів частоти;
- відносна технічна простота в реалізації.

Однак не варто забувати про недоліки методу. Серед них є наступні:

- відсутня роздільна здатність по глибині;
- оцінка спектру неможлива поза межами критичних кутів;
- необхідність додаткового навчання лікаря у користуванні приладом у зв'язку з необхідністю обрання потрібного куту спостереження.

До областей застосування неперервної доплерографії належать: дослідження кровотоку в периферичних судинах, аналіз атріовентрикулярного та аортального кровотоку.

1.2.2 Імпульсний доплер

Імпульсна доплерографія (Pulsed Wave Doppler – PW) – це також метод заснований на ефекті Доплера, однак, на відміну від неперервної доплерографії, в ньому було оптимізовано роздільну здатність по глибині. Для отримання двомірної акустичної ехограми в сканерах використовують випромінювання саме коротких, тобто імпульсних сигналів. Закономірно, що чим коротший в часі імпульс, тим краща роздільна здатність по глибині.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						19
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На зображенні (рис. 1.8.) приведено приклади сигналів, які були відбиті від різних акустичних неоднорідностей для двох типів сигналів: довгих та коротких.

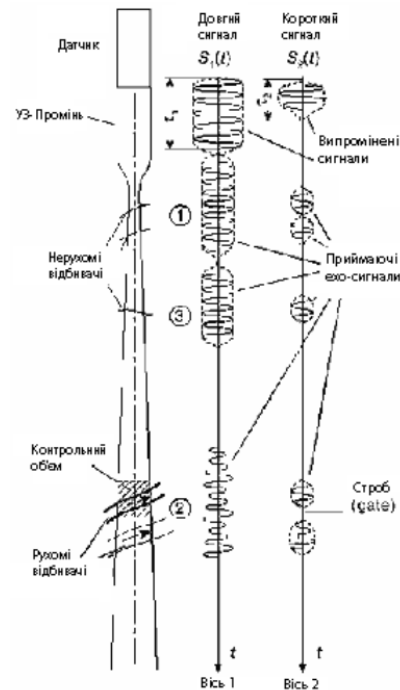


Рисунок 1.8. Вплив тривалості випромінюваних сигналів на роздільну здатність по глибині

Якщо наш ультразвуковий випромінювач надсилає довгі сигнали $S_1(t)$, то відбиті сигнали часто накладаються в тому випадку, якщо відбивачі знаходяться занадто близько один від одного: в випадку 1 для нерухомих відбивачів і в випадку 2 для рухомих відбивачів.

Якщо один відбивач знаходиться далеко від інших (випадок 3), відбитий від нього сигнал сприймається окремо. Прийнято говорити, що у випадках 1 та 2 роздільна здатність по глибині відсутня, а в разі 3-го випадку роздільна здатність по глибині можлива.

Відповідно, у випадку, коли випромінюється сигнал саме неперервний (CW), то він займає увесь наш діапазон глибин так само, як ехо-сигнали які він породжує, тому і відсутній дозвіл по глибині.

В свою чергу, якщо ми будемо використовувати саме короткий випромінюваний імпульс $S_2(t)$, то луно-сигнали, відбиті окремими структурами, як у випадках 1 та 2, будуть сприйматись окремо на осі t (часова вісь 2). Роздільна здатність по глибині тут буде значно вищою, аніж при сигналі $S_1(t)$. Однак надто близько розташовані відбивачі, такі як, наприклад, – елементи крові в судинах, окремо по глибині виділятися не будуть. Мінімальний інтервал за часом між цими частинками, при якому отримані сигнали сприйматимуться окремо, дорівнюватиме тривалості сигналу за часом t . Відповідно до цього, мінімальна відстань по глибині між нашими елементами, при якому вони сприймаються окремо, дорівнює:

$$\Delta L = C \cdot \frac{t}{2}$$

Щоб забезпечити спостереження лише однієї судини необхідно буде виділити строб. Строб або ворота це певний інтервал часу протягом якого ми аналізуватимемо отримані сигнали. Положення цього часового інтервалу t однозначно визначається глибиною розташування досліджуваної судини.

Підсумуємо: при довгому сигналі $S_1(t)$ роздільна здатність по глибині є гуршою (вісь 1), ніж при короткому сигналі $S_2(t)$ (вісь 2) (рис. 1.8.).

Якщо наша судина має достатньо великий діаметр, ми зможемо аналізувати навіть окремі ділянки по товщині судини за допомогою строкування (рис. 1.9.). Якщо ми встановлюватимемо строб, який рівний тривалості нашого згенерованого імпульсу, то ми зможемо отримувати характеристики швидкостей кровотоку в профілі досліджуваної судини.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						21
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

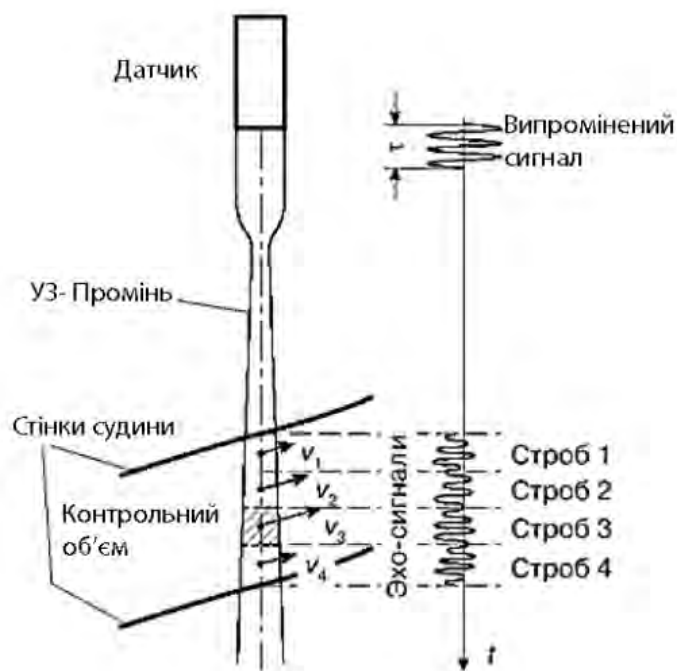


Рисунок 1.9. Приклади стробування

Швидкість в даному випадку вимірюється окремо на кожній ділянці в стробі 1, 2, 3 і 4.

Контрольний об'єм – це область, яка обмежена шириною приймально-передавального ультразвукового променя та довжиною отриманого стробу, тобто область в межах якої ми і оцінюємо спектр швидкостей кровотоку. Довжина та положення обраного стробу в часі (і відповідно, по глибині) пов'язані з розмірами та положенням контрольного об'єму. Тому часто використовуючи термін «контрольний об'єм», ми маємо на увазі саме поняття «строб». На практиці, на початку ультразвукового дослідження, наприклад в випадках, коли ми ще здійснюємо тільки пошук необхідної нам судини, довжина стробу вибирається в декілька разів більша, ніж довжина імпульсу. Відповідно до цього і контрольний об'єм (область аналізу) досить великий.

При дослідженні швидкостей в профілі судини або в певній області серця інтервал стробу вибирається мінімальним, зазвичай майже рівний

майже рівною або дещо більший, від тривалості імпульсу випромінювання. При такому розмірі стробу, контрольний об'єм буде мінімальний і, у випадку, поступового пересування стробу по глибині ми зможемо аналізувати спектр швидкостей в усіх малих об'ємах, які нас цікавлять.

На основі вище наведених фактів, можна прийти до висновку, що при вимірюванні доплерівських зсувів частоти більш доречним буде використовувати саме короткі імпульсні сигнали, оскільки це надасть нам можливість отримати роздільну здатність по глибині.

Варто зазначити, що при використанні коротких імпульсів ми отримуємо набагато нижчу точність при вимірюванні доплерівського зсуву частоти, аніж при випромінюванні довгих сигналів.

По-перше, це пов'язано з тим, що короткі імпульси мають нижчий рівень енергії в результаті, оскільки при вимірюваннях завжди присутні шуми та перешкоди, вимірювання зсуву частоти буде дещо ускладненим.

По-друге, зниження точності пояснюється тим, що чим менша тривалість нашого сигналу, тим ширшим буде, відповідний їй, спектр частот. В результаті, ускладнюється вибір малих зсувів частоти, величина яких менша, аніж спектр частот сигналу.

З цієї причини, для вимірювання доплерівських зсувів частоти застосовують не окремі короткі імпульсні сигнали, а періодичні послідовності імпульсів, або, як їх це можна назвати, сукупність імпульсів. Використання сукупності таких імпульсів дозволяє усунути згадані вище недоліки, оскільки енергія сукупності зростиме зі збільшенням кількості коротких імпульсів, а спектр, в результаті, стає більш вузьким. Таким чином, наша сукупність імпульсів дозволить зберегти переваги довгого сигналу, що дозволить з достатньою точністю вимірювати доплерівський зсув частоти. Разом з тим, сукупність коротких імпульсів дасть можливість зберегти ту ж роздільну здатність по глибині, що дає нам один короткий імпульс.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						23
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

На рисунку 1.10. (а) зображено довгий синусоїдальний сигнал, з якого формується сукупність імпульсів (рис. 1.10. б) шляхом вибірки коротких сигналів тривалістю τ_n ті кожен, віддалених один від одного на інтервал T . Цей інтервал T є періодом повторення наших імпульсів. Зворотня величина $F = 1/T$ є частотою повторення наших імпульсів (pulse repetition frequency – PRF).

Сукупність ехо-сигналів, які були відбиті від рухомих структур зображено на рисунку 1.10 (в), де G , G_t , G_{2t} , G_{3t} – це строби, в проміжок яких здійснюється прийом отриманих сигналів з необхідної глибини L .

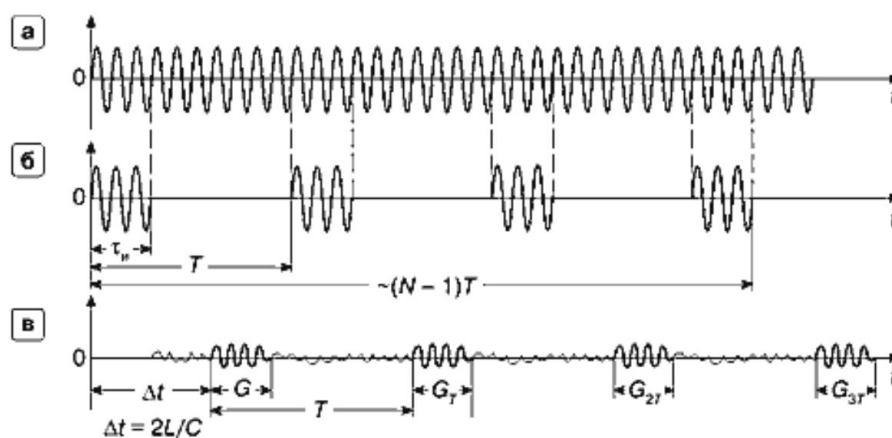


Рисунок 1.10. Імпульсно-хвильовий доплер

Схема і основні пристрої підсистеми випромінювання і обробки сигналів в системі імпульсно-хвильового доплера показані на рисунку 1.11.

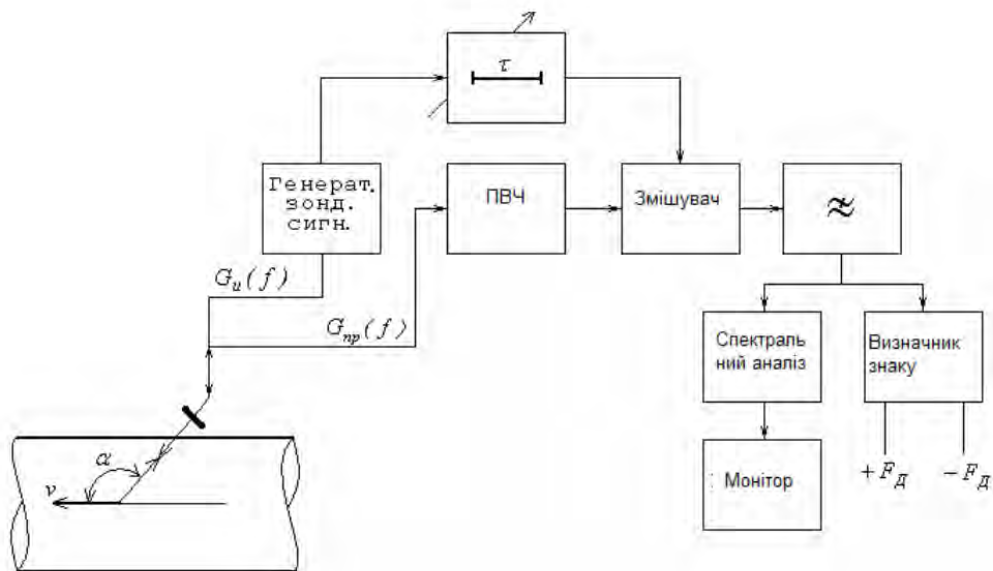


Рисунок 1.11. Структурна схема імпульсного доплера

Відмінність в порівнянні з неперервним доплером полягає в тому, що отриманий ехо-сигнал надходить разом зондуючим сигналом, що затриманий на деякий час τ , це дозволяє діла аналізувати доплерівський зсув відбитих від тих структур, що роздашовані на заданій глибині L (контрольному об'ємі).

Припустимо, що елемент від якого відбивається наш сигнал знаходиться на глибині не L , а $L_1 = L + TC / 2$, тобто на деякій часовій відстані від початку осі часу, рівному $(\Delta t + T)$.

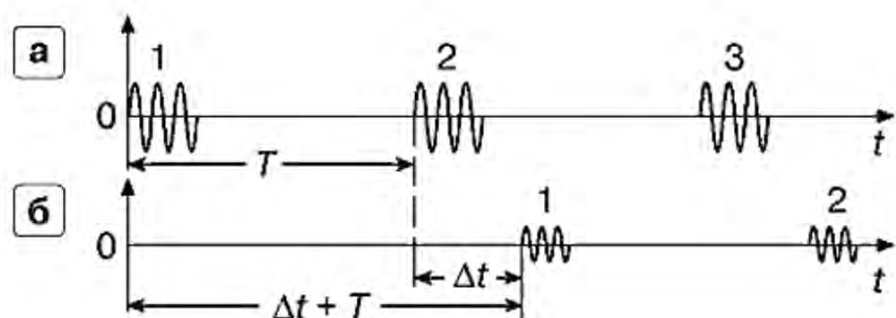


Рисунок 1.12. Неоднозначність визначення глибини відображають структур в системах імпульсно-хвильового доплера

Система імпульсного доплеру виявить ці сигнали і сприйме ї, як луно-сигнали від структури на глибині залягання L , і буде сприймати їх

спектр частот доплерівського зсуву. При цьому сама система не здатна визначити точно – на якій дійсно глибині L чи $L1$ знаходиться елемент, що відбиває наш сигнал, тобто є деяка неоднозначність при вимірюванні глибини. Зазвичай це відбувається в тому випадку, якщо перший імпульс приходить пізніше, ніж наш датчик випромінює другу сукупність імпульсів.

Якщо рухомі відображальні структури (наприклад, еритроцити) знаходяться одночасно на глибині $i L$, і $L1$, то система, в результаті, буде вимірювати деякий сумарний доплерівський спектр, тобто ми отримаємо неправильний результат.

Для уникнення ситуацій з неоднозначністю визначення глибини, нам необхідно забезпечити виконання умови для величини періоду повторення сигналів в вибірці: $T > 2L_{\max} / C$, де L_{\max} – це максимальна глибина, в межах якої ми забезпечимо однозначні вимірювання.

1.3 Аналіз імпульсного доплера

Системи на основі імпульсної доплерографії використовують перетворювач, що пореєчгово передає та приймає ультразвук. Як було вказано в попередньому пункті, однією з основних переваг імпульсного доплера є можливість надавати дані про доплерівський зсув з конкретного сегменту, тобто з «контрольного об'єму» (рис. 1.13). Розташування цього об'єму контролюється оператором (лікарем), що проводить діагностику.

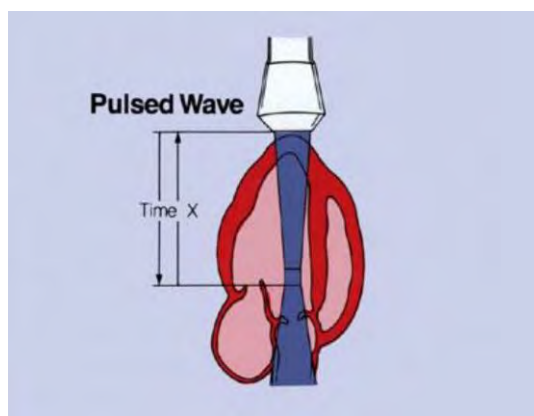


Рисунок 1.13. Зображення «контрольного об'єму»

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						26
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Не менш важливою перевагою є можливість візуалізації, для наочності, на двовимірному зображенні (рис. 1.14.).



Рисунок 1.14. Візуалізація на двовимірному зображенні

На практиці, у зв'язку з тим що швидкість проходження ультразвукової хвилі в тканині є постійною величиною, ми не можемо використовувати доплерографію та візуалізацію на тому рівні на якому б хотілось.

Сканування отриманих в результаті доплерографії значень може проходити в двох варіантах:

- перший, якщо система з механічним скануванням і курсор та об'єм зразка візуалізуються в реальному часі, то отримане двовимірне зображення буде нерухомим поки дослідження буде активним.
- другий, якщо система з фазовим скануванням (рис. 1.15), то прилад запрограмований оновлювати кадр зображення кожні декілька отриманих відображень доплера.

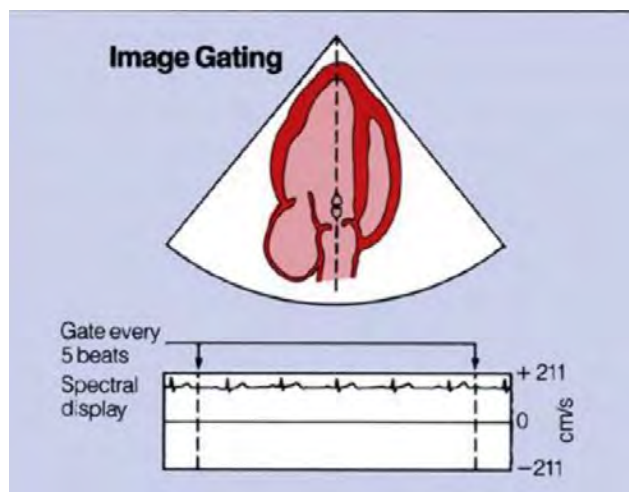


Рисунок 1.15. Побудова зображення у системи з фазованим скануванням

«Елайзінг» – це основний недолік імпульсної доплерографії. Тут він проявляється у тому що система нездатна реєструвати потоки, що мають швидкість вище, аніж 1.5-2 м/с. В результаті цього неможливо точно виміряти високі швидкості кровотоку, які виникають в деяких типах клапанів або вроджених патологій серця.

Сучасна медична діагностика передбачає використання, зазвичай, ультразвукових приладів, що здатні сканувати в В-режимі реального часу. Це передбачає вивід на екран дисплею двовимірне зображення площини перерізу нашого досліджуваного об'єкту та фіксацію змін цього зображення відвідно до реального часу, наприклад, пульсацій наших судин.

Історично, до В-режиму сканування, використовували прилади статичного одновимірного зображення типу А (англ. amplitude). Сучані прилади працюють в М-режимі (англ. motion), які дозволяють фіксувати рух об'єкту в одновимірному зображенні та, вищезгадані, прилади типу В (англ. brightness), які здатні забезпечити статичне 2D зображення.

Під час використання В-режиму застосовують саме періодичне випромінювання ультразвукових сигналів у внутрішні структури організму та прийом сигналів, що відбиті від акустичних неоднорідностей відповідних

структур. В результаті, на основі сукупності цих прийнятих імпульсів ми зможемо побудувати акустичне зображення відповідних біологічних тканин на індикаторі (моніторі). Величина, або рівень, ехо-сигналів визначається властивостями меж розділу структур, що, в першу чергу, пов'язано з різними акустичними характеристиками структур.

Фізичні явища також впливають на характеристики отриманого акустичного зображення, наприклад:

- заломлення – зміна напрямлення поширення УЗ імпульсів при переході з середовища з одними акустичними характеристиками в інше;
- розсіювання – багаторазове перевідбиття УЗ імпульсів від дрібних неоднорідностей;
- поглинання УЗ імпульсів внаслідок в'язкості середовища.

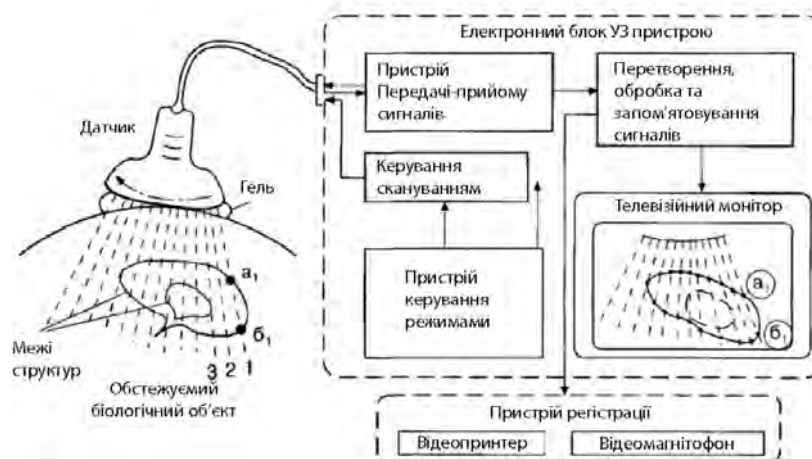


Рисунок 1.16. Структурна схема отримання двовірного зображення в УЗ приладі

Датчик (рис. 1.16) забезпечує інтервальне випромінювання ультразвукових сигналів в заданих напрямках та прийом відбитих сигналів з відповідних напрямків. При зміні напрямку випромінювання/прийому, датчик сканує, тобто з деякою послідовністю «переглядає» обстежувану область. Для уникнення втрат по потужності сигналів під час проходження

через повітря, в якому, як відомо, коефіцієнт згасання ультразвукових сигналів значно зростає, було прийнято рішення використовувати спеціальний гель, який ми наноситимемо між поверхнею обстежуваного об'єкта (тіла пацієнта) та власною робочою поверхнею датчика.

Випромінювання та прийом ультразвукових сигналів під час сканування здійснюється інтервально, при цьому кожен інтервал відповідає обмеженій області простору, що дістала назву ультразвукового променя.

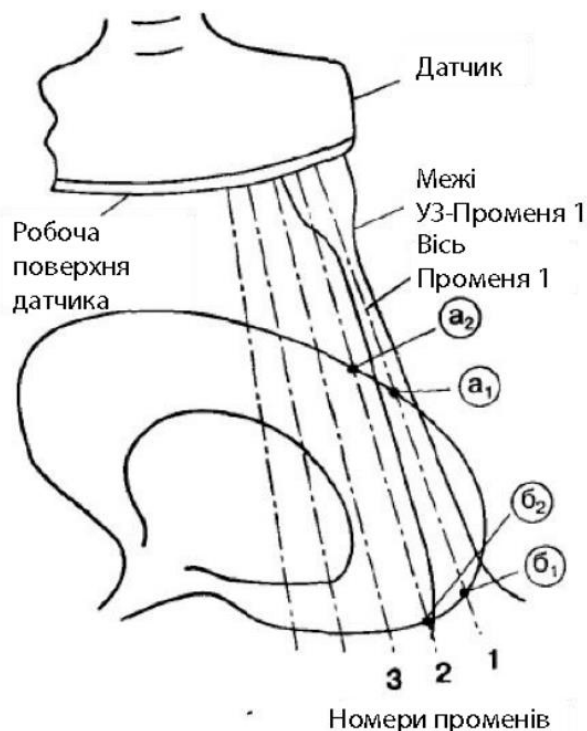


Рисунок. 1.17. Датчик і УЗ промені (збільшено)

На рисунку 1.17 в значно збільшеному масштабі зображено промінь 1, який орієнтований у відповідності до напрямку своєї осі, на рисунку зображено в вигляді штрихпунктирних ліній. У режимі випромінювання, межі променя (суцільна лінія) визначають основну область, в якій зосереджена переважна випромінювана потужність. Межа є умовною та зазвичай проводиться згідно до точок, в яких рівень потужності зменшується, в порівнянні з максимальним рівнем на конкретній глибині, в певне число разів, наприклад, якщо в 4 рази, то -6 дБ, а якщо в 10 разів то в -10 дБ.

Випромінювання має максимальний рівень потужностей вздовж осі променю. Промінь в такому випадку носить назву передаючого.

На початку кожного наступного циклу сканування пристрій керування сканування (див. рис. 1.16) повинен забезпечити встановлення променю датчика в положення 1 (див. рис. 1.16, 1.17). Пристрій випромінювання/прийому сигналів формує нетривалий передаючий електричний імпульс, який надходить на датчик. В цьому датчику електричний сигнал перетворюється в зонduючий акустичний короткий сигнал, який випромінюється в тому ж напрямку що і вісь променю.

Зондувальний імпульс здійснює рух всередину досліджуваного біологічного об'єкту, та розповсюджується в ньому зі швидкістю, що близька до швидкості звуку у воді ($C=1500\text{м/с}$). Рухаючись, зондувальний імпульс поступово зменшується по потужності, внаслідок того, що виникають візичні явища такі як відображення, розсіювання та поглинання частини його енергії.

По закінченню випромінювання зондувального імпульсу, датчик переключається в режим прийому сигналів. Приймальний промінь цього датчика визначає просторову область, в якій датчик максимально сприйнятливий до прийому. Промінь на передачу та сам приймальний промінь співпадають по напрямку та є близькими по вигляду, однак, на практиці не обов'язково є однаковими за формою, що також деякою мірою впливає на акустичне зображення.

У випадку, якщо при проходженні зондувального імпульсу зустрічаються певні структурні неоднорідності, то відповідно до законів фізики, відбувається відбиття сигналу, в результаті чого частина зондувального імпульсу відбивається в різних напрямках серед яких є напрямом до датчику (рис. 1.18.).

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						31
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

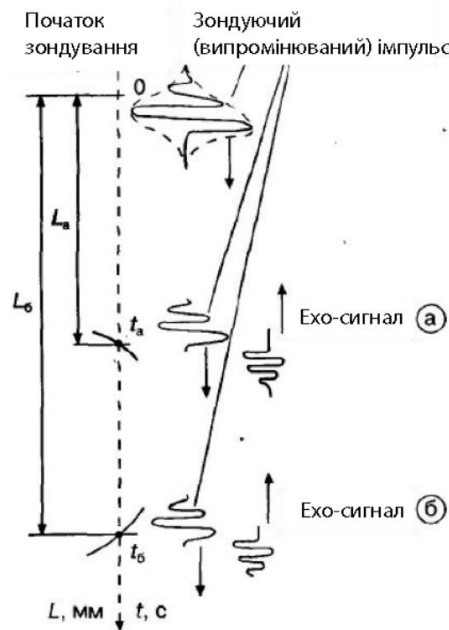


Рисунок 1.18. Визначення відстані до відбиваних неоднорідностей

Розуміючи, що поширюється зондуєчий імпульс не лише в межах одного передавального променя, а й поза його межами (хоча і значно меншого рівня), характеристики саме приймального променя є надзвичайно важливі, щоб ми могли отримати акустичне зображення, яке буде задовільняти нас по якості. Якщо ширина приймального променя співпадає з передавальним, це дає нам змогу у великому обсязі виключити прийом сигналів з областей, що розташовані поза межами загальних меж променів.

Відбиті від неоднорідностей сигнали (рис. 1.18) в межах променів, за умови достатнього рівня відбиття, приймаються датчиком далі перетворюються в електричні імпульси і вже після посилення в пристрої передачі/прийому надходять в наступний блок, а саме пристрій перетворення, обробки та запам'ятовування сигналів (рис. 1.11.). На виході з цього блоку системою формуються сигнали у форматі, який дозволяє їх відображати на спеціальному моніторі. Отримані сигнали відображаються у форматі яскравості відміток на лінії (акустичними рядками), що відповідає осі ультразвукового променя 1, яскравість цих відміток пропорційна

амплітуді отриманих ехо-сигналів. На рисунку 1.16, де є зображений вид екрану такого монітору, осі променів, в свою чергу, позначені пунктиром.

Відповідно скануванню вздовж променю 1, відбувається надсилання а прийом сигналів вздовж променю 2, 3, 4 тощо. Осі всіх променів будуть знаходитись в одній площині, що дістала назву площини сканування. В результаті всі сигнали, що були прийняті та перетворені ультразвуковим приладом, зображені на спеціальному моніторі, де кожен з них відпоівде своєму акустичному рядку. В результаті ми можемо спостерігати яскравісне зображення, що має назву В-режиму.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						33
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2. УЛЬТРАЗВУК ТА ОСОБЛИВОСТІ ЙОГО РОЗПОВСЮДЖЕННЯ В БІОЛОГІЧНИХ ТАКАНИНАХ

2.1 Фізичні характеристики біологічних середовищ

Відомо, що ультразвукова діагностика базується на використанні саме повздовжніх хвиль, тобто пружних коливань в яких розповсюдження хвилі співпадає з напрямком коливань елементів самого середовища. При ультразвуковому дослідженні датчик випромінює хвилю, яка надходить в біологічні тканини пацієнту. При цьому елементи середовища розповсюдження також починають килівання відносно свого звичайного стану спокою. В результаті ці частикни викликають зміщення сусідніх, які роздашовані на більший від датчику, і наша хвиля проникає далі в середину тканин.

В діагностичних системах, на основі ультразвуку, використовують принцип ехолокації. Тобто, випромінені сигнали приймаються назад нашим датчиком, після відбиття від неоднорістей середовища розповсюдження, а саме біологічних тканин. Такі сигнали дістали назву ехо-сигналів.

Як було вказано мають місце фізичні явища.

Відбивання – на основі цього явища, ми і можемо отримувати та, в результаті, аналізувати інформацію про досліджуване середовище. При цьому будуть аналізуватись саме ті сигнали, які будуть відбиватись в напрямку зворотньому від випромінення хвилі, тобто на зустріч нашому датчику.

Заломлення – це фізичне явище, є причиною зміни напрямку поширення випроміненої або відбитої хвилі при переході з середовища що має одні акустичні характеристики в відмінне. Це може буди причиною спотворень результуючого зображення.

Явище розсіювання виникає в результаті багаторазового відбиття хвилі від малих за розмірами неоднорідностей середовища.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						34
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Поглинна супроводжується зміною виду енергії хвилі. Це відбувається у зв'язку з тим, що сигнал витрачає певну енергію для проходження шляху, в результаті енергія переходить в інший вигляд, зазвичай тепло.

Сигнал, після поглинання, розсіювання та заломлення, буде мати дещо менший по енергії сигнал після проходження через досліджуване біологічне середовище.

Характеристиками, які впливають на ці явища та на доволі складний процес отримання необхідної нам інформації, є швидкість розповсюдження звуку в біологічних тканинах та густина самої тканини. Саме відмінність цих параметрів в різних біологічних тканинах є причиною виникнення акустичних неоднорідностей, які в значному обсязі впливають на формування отриманого акустичного зображення.

2.3 Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах

Кожен тип біологічної тканини має свої параметри, в тому числі і швидкість поширення ультразвукової швилі, котра практично не залежить від довжини хвилі та, відповідно, частоти.

Нище наведено таблицю (табл. 2.1.) в якій наведені основні акустичні параметри біологічних тканин людини.

Таблиця 2.1. Швидкість ультразвукових хвиль в різних середовищах

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина відносно води	Акустичний опір відносно води
Повітря	343	-	-
Вода	1480	1	1
Легені	400-1200	-	-
Жирова тканина	1350-1470	0,95	0,86-0,94
Кров	1540-1600	1,06	1,04-1,08

М'язова тканина	1560-1620	1,07	1,13-1,18
М'які тканини	1540	1,06	1,11
Кістки	2500-4300	1,2-1,8	2,2-5

В деяких тканинах наведений діапазон параметрів, у зв'язку з тим, що стан досліджуваної тканини може бути різним. Причиною цього суб'єктивні параметри стану самої тканини, наприклад, вік, різниця температур при дослідженні тощо.

Грунтуючись на даних таблиці 2.1, що наведена вище виділено три типи тканин: тканини з малою швидкістю звуку, кісткові тканини з високою швидкістю звуку та інші тканини, що мають швидкість поширення звуку наближену до швидкості поширення ультразвуку в воді (допускаються відхилення 10%), ці тканини також називаються водо подібними. Прийнято вважати, що швидкість звуку в них складає 1540 м/с. Будуючи акустичне зображення, ми припускаємо, що швидкість поширення в м'яких тканинах постійна.

Відмінність швидкості звуку в тканинах дають нам можливість з'ясовувати характер відбиття хвилі від межі поділу середовищ. У випадку якщо хвиля падає перпендикулярно до цієї межі, то після проходження не сигнал не змінює свого напрямку та відрізняється від випроміненого лише меншою енергією.

У випадку похилого падіння хвиля далі розповсюджується відповідно до закону геометричної оптики, тобто кут падіння хвилі рівний куту відбиття.

Якщо швидкості поширення хвилі в обох матеріалах рівні, то після проходження траєкторія руху не змінюється. В інакшому випадку, відбувається заломлення сигналу. Тоді кути падіння α та кут заломлення β поєднані між собою співвідношенням:

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						36
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{C_1}{C_2}$$

При $C_2 < C_1$ кут заломлення менший куту падіння.

При $C_2 > C_1$ – навпаки, кут падіння менше кута заломлення.

2.4 Затухання ультразвуку в біологічних тканинах

Зниження енергії ультразвукових сигналів, тобто їх затухання, як було вище вказано, негативно впливає на формування акустичного зображення. Перш за все це проявляється в зменшенні максимальної глибини на якій ми зможемо отримувати сигнал.

Затухання перш за все пов'язане з фізичними явищами, такими як відбиття, поглинання та розсіювання.

Однак варто вказати, що затухання може виникати і через збільшення площі перерізу сигналу при проходженні на більшу глибину.

Відповідно до цього було виведено коефіцієнт затухання a .

$$a = a_p + a_n$$

де a_p – коефіцієнт затухання, що відповідає розсіюванню;

a_n – коефіцієнт затухання, що відповідає поглинанню.

Вимірювати кожен з цих коефіцієнтів окремо є складною задачею, тому зазвичай використовують сумарний коефіцієнт затухання a , в біологічних тканинах він збільшується закономірно зі збільшенням частоти ультразвуку.

За умови сталої частоти коефіцієнт затухання виражають в логарифмічних одиницях.

$$\alpha = -\frac{20}{x} \log \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right) \left[\frac{\text{дБ}}{\text{см}} \right]$$

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						37
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

де x – відстань, що пройшла ультразвукова хвиля;

ρ_0 – початкова амплітуда (при $x=0$);

ρ – амплітуда на відстані x .

Використання логарифмічної формули зручне тим, що ступінь затухання на інших глибинах легко можна визначивши шляхом перемноження величини коефіцієнта α та x – вираженого в сантиметрах.

На зображенні (рис 2.1) проілюстровані основні залежності характеристики затухання ультразвукової хвилі в біологічному середовищі в залежності від власної частоти сигналу.

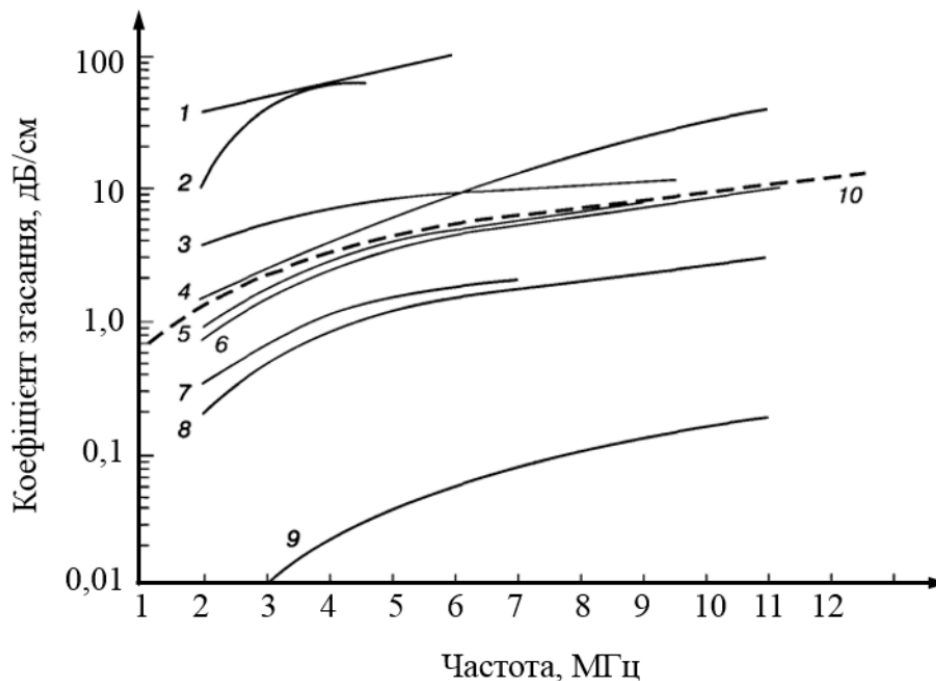


Рисунок 2.1. Залежності коефіцієнтів згасання ультразвукової хвилі від частоти в різних типах тканин та біологічних рідинах: 1 – легені, 2 – кістки черепа, 3 – шкіра, 4 – м'язи, 5 – мозок дорослої людини, 6 – мозок дитини, 7 – печінка, 8 – кров, 9 – вода, 10 – усереднене значення згасання в м'яких тканинах

Пунктиром на рисинку зображено орієнтовну середню залежність затухання від частоти для м'яких тканин. Характеризується ця лінія лише

значення 0.7 дБ/(см х МГц). Знаючи ці дані, легко можна визначити затухання на будь-якій відстані від обраної частоти ультразвуку.

Це наочно дає нам зрозуміти з якої причини при збільшенні частоти випромінювання датчиком зменшується максимально можлива глибина дослідження в ультразвуковій діагностиці. Це пов'язано насамперед тим, що при проходженні випроміненої хвилі в середину досліджуваного середовища, рівень самого сигналу зменшується. Закономірно зменшується рівень відбитого сигналу при русі до приймача.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						39
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА

3.1 Вибір та розрахунок п'єзоелементу

Середня швидкість ультразвуку в м'яких біологічних тканинах дорівнює $C=1540$ м/с. В ультразвуковій діагностиці найчастіше використовують наступні співвідношення:

$$\lambda = 0.44 \text{ мм, тоді } f = 3.5 \text{ МГц;}$$

$$\lambda = 0.31 \text{ мм, тоді } f = 5 \text{ МГц;}$$

$$\lambda = 0.21 \text{ мм, тоді } f = 7.5 \text{ МГц;}$$

$$\lambda = 0.15 \text{ мм, тоді } f = 10 \text{ МГц;}$$

В нашому випадку, ми будемо використовувати третій варіант, а саме: $\lambda = 0.31$ мм, тоді $f = 5$ МГц. Це дозволить забезпечити високу як по кровотоку так і просторову роздільну здатність та достатню, для нашого випадку, глибину проникнення ультразвуку.

П'єзоелемент оберемо з матеріалу ЦТС-19. Цирконат – титанату свинцю $\text{Pb}(\text{ZrTi})\text{O}_3$. Ці матеріали мають підвищену температурну стабільність і високі п'єзоелектричні властивості (табл. 3.1.).

Таблиця 3.1. Властивості ЦТС-19

Швидкість звуку	C_1 М/с	3300
Густина	$\rho \cdot 10^{-3}$ кг/м ²	7.45
Відносна діалектична проникність	$\varepsilon^{T_{zz}}/\varepsilon_0$	1725
Коефіц. Електромех. зв'язку	k_p	0.40
Температура Кюрі	T_c , °C	290

Розрахуємо геометричні розміри п'єзоелемента:

Для початку знайдемо товщину п'єзоелементу h :

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕ}}}{2} = \frac{C_{\text{ПЕ}}}{2 \cdot f} \Rightarrow h = \frac{3.3 \times 10^3}{2 \times 5 \times 10^6} = 0.33 \times 10^{-3} \text{ (м)} = 0.33 \text{ (мм)}$$

Приймемо радіус п'єзопластини $a = 2 \text{ мм}$.

3.3 Розрахунок акустичного тракту

При розрахунках акустичного тракту будемо вважати, що об'єктом контролю є середньостатистична людина. Це означає, що УЗ хвиля буде проходити шлях, що складається з:

- 1) ЦТС;
- 2) шар контактної рідини;
- 3) шкіра;
- 4) шар підшкірного жиру;
- 5) шар м'язів;
- 6) стінки судини, у даному випадку стінки великої сонної артерії;
- 7) кров.

Дані беремо користуючись таблицею 3.2.

Таблиця 3.2 Величини швидкості поширення ультразвуку

Середовища	Швидкість поширення повздовжніх хвиль, м/с	Хвильовий акустичний опір, $Z, 10^6, \text{Н} \cdot \text{с} / \text{м}^3$
Контактна рідина	1500	1,15
М'які тканини(середнє значення)	1540	1,64
Жирова тканина	1460	1,4
М'язи	1590	1,7
Стінки судини	1600	1,82
Кров	1600	1,61

Загальна формула розрахунку коефіцієнту ослаблення акустичного тракту при використанні роздільно-суміщеного перетворювача має наступний вигляд:

$$K_{AT} = \frac{K_{\Phi} S^1 S}{\lambda^2 h^2} \cdot \sum_{i=1}^N T_i \cdot R_p e^{-2h_x \alpha_p} \cdot \sin \alpha$$

де K_{Φ} – коефіцієнт форми, приблизно рівний $K_{\Phi} = 0.1$;

S^1 – площа перетину контрольного об'єму вздовж руху;

S – площа п'єзоперетворювача;

λ – довжина хвилі;

h – загальна відстань проходження хвилі;

T_i – коефіцієнт проходження по інтенсивності;

R_p – коефіцієнт відбиття по тиску;

α_p – коефіцієнт згасання по тиску.

Розрахуємо коефіцієнти проходження по інтенсивності:

$$T_{I. \text{ЦТС-вода}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 z_2)^2} = 0.176;$$

$$T_{I. \text{вода-шкіра}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} = 0.969;$$

$$T_{I. \text{шкіра-жир}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} = 0.994;$$

$$T_{I. \text{жир-м'язи}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} = 0.991;$$

$$T_{I. \text{м'язи-стінка судини}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} = 0.999;$$

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						42
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$T_{I.\text{стінка судини}-\text{кров}} = \frac{4 \cdot z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} = 0.996.$$

Далі переглянемо коефіцієнт відбиття по тиску, середовище обираємо – згусток крові. Прийmemo це значення в розмірі $R_p = 0.1$.

Коефіцієнти згасання прийmemo наступні:

$$a_{p1} = 0.4 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.0046 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{гелієвий розчин.}$$

$$a_{p2} = 3.5 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.4 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{шкірний покрив.}$$

$$a_{p3} = 0.6 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.069 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{жирова тканина.}$$

$$a_{p4} = 1.1 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.126 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{м'язова тканина.}$$

$$a_{p5} = 3.5 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.4 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{стінка судини.}$$

$$a_{p6} = 0.09 \frac{D_6}{\text{см}} = 0.01 \frac{H_{\text{п}}}{\text{см}} - \text{кров.}$$

На наступному етапі знайдемо загальну відстань проходження хвилі. Для початку визначемось з товщиною кожного з шарів.

$$h_1 = 1 \text{ мм} - \text{гелієвий розчин.}$$

$$h_2 = 2 \text{ мм} - \text{шкірний покрив.}$$

$$h_3 = 3 \text{ мм} - \text{жирова тканина.}$$

$$h_4 = 6 \text{ мм} - \text{м'язова тканина.}$$

$$h_5 = 0.4 \text{ мм} - \text{стінка судини.}$$

$$h_6 = 1 \text{ мм} - \text{судина.}$$

$$\text{Тоді, } H_{\text{екв}} = h_N + \sum_{i=1}^{N-1} \frac{C_i}{C_N} h_i = 12.96 \text{ (мм).}$$

Далі розрахуємо площу перетину контрольного об'єму вздовж руху. Це фактично площа згустку крові, від якої буде віддзеркалюватись наша хвиля. Прийmemo її як 20% від площі перетину артерії.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						43
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Отже площа перетину нашої судини:

$$S = \pi \cdot r^2 = 0.785(\text{мм}^2)$$

$$\text{Тоді } S^1 = 0.785 \cdot 0.2 = 0.157(\text{мм}^2).$$

Площа нашого п'єзоперетворювача:

$$S = \pi \cdot a^2 = 12.566(\text{мм}^2)$$

Довжину хвилі обираємо відповідно до довжини хвилі в останньому середовищі, а отже в крові:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{1630}{5000000} = 0.326(\text{мм})$$

Кут α приймаємо рівним 45° .

Отже коли ми знайшли всі необхідні нам параметри розрахуємо наш коефіцієнт ослаблення акустичного тракту:

$$K_{AT} = \frac{K_\Phi S^1 S}{\lambda^2 h^2} \cdot T_i \cdot R_p e^{-2h_n \alpha_n} \cdot \sin \alpha = 1.15 \cdot 10^{-3}$$

3.4 Розрахунок напруги випромінювача

Значення напруги датчика розраховується з урахуванням сигналів випромінювання та сприйняття відбитих ехосигналів

$$U_\Pi = U_B \cdot K_{AT} \cdot K_{ППВ}$$

U_Π – прийнята напруга;

U_B – напруга випромінювання;

K_{AT} – коефіцієнт акустичного тракту;

$K_{ППВ}$ (для ЦТС) – 0.2 - 0.4 – приймаємо рівним 0.2;

Оскільки отриманий сигнал має бути набагато більше рівня завад, тобто $U_\Pi \gg U_\text{ш}$. Прийmemo рівень завад $U_\text{ш} = 100(\text{мкВ})$, тоді $\frac{U_\Pi}{U_\text{ш}} > 10$.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						44
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$U_{\Pi} = U_{\text{ш}} \cdot 10 = 1(\text{мВ})$$

Отже напруга зондувального імпульсу:

$$U_{\text{В}} = \frac{U_{\Pi}}{K_{\text{АТ}} \cdot K_{\text{ППВ}}} = \frac{10^{-3}}{1.167 \cdot 10^{-3} \cdot 0.2} = 4.348(\text{В})$$

Прийmemo значення $U_{\text{В}} = 50(\text{В})$.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						45
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4. ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ

4.1. Вибір структурної схеми

На рисунку 4.1. наведено структурну схему розроблюваного приладу.

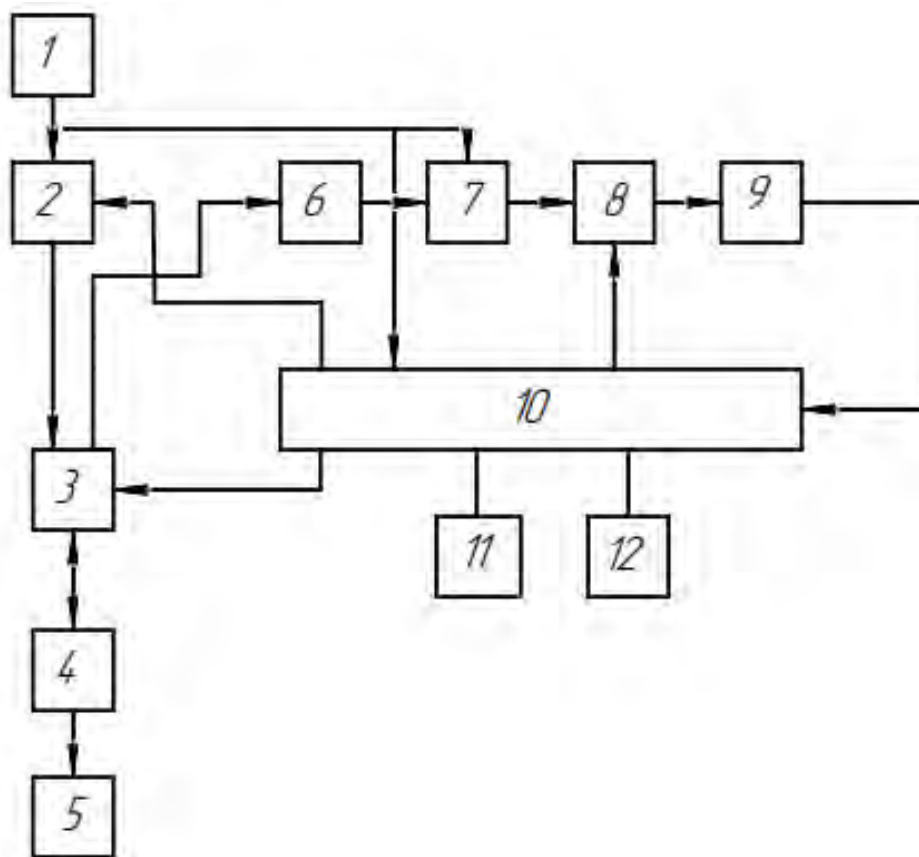


Рис 4.1. Структурна схема приладу

Де, 1 – генератор зондуючих імпульсів, 2 – модулятор, 3 – ключ, 4 – п'єзоперетворювач, 5 – об'єкт контролю, 6 – підсилювач високих частот, 7 – фільтр низьких частот, 8 – селектор, 9 – фільтр низьких частот, 10 – мікроконтролер, 11 – клавіатура, 12 – дисплей.

З генератора подається сигнал на модулятор в вигляді синусоїди і на мікроконтролер, в останньому з нього формуються "вікна пропускання". З мікроконтролера сформований сигнал також подаємо на наш модулятор. Далі цей сигнал йде на ключ, який відкривається сигналом з мікроконтролеру. Після «отримання дозволу» сигнал надходить на датчик і, згодом, сигнал з датчика, що містить в собі зсув по частоті, повертається в ключ. Після

підсилення наш сигнал надходить разом з сигналом з генератора на змішувач, де виділяється лише необхідний нам сигнал з частотою доплерівського зсуву. Цей сигнал йде на селектор, який теж керується мікроконтролером. Після дозволу, ми підсилюємо сигнал підсилюється і в результаті він надходить на мікроконтроллер, де він перетворюється з аналогового на цифровий і в результаті ми можемо бачити отримане значення на дисплеї.

4.2. Опис елементів принципової схеми

4.2.1. Генератор

Було прийнято рішення в якості генератору обрати синтезатор AD9850 (рис. 4.2.). Він спроможний забезпечити нам необхідну вихідну частоту 5МГц.

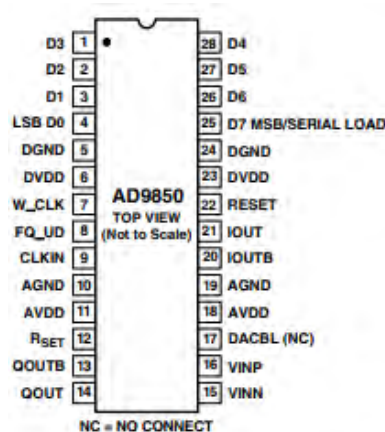


Рисунок 4.2. Схема AD9850

Цей елемент буде керуватись сигналом з нашого мікроконтролеру та формуватиме аналоговий сигнал з необхідною нам частотою.

4.2.2. Підсилювач потужності

Оскільки сигнал на виході генератору буде близько 5 В, а обрана раніше напруга прийнята в розмірі 50 В, нам необхідно їх узгодити. В даному випадку для узгодження ми будемо використовувати підсилювач потужності (рис. 4.3.).

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						47
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

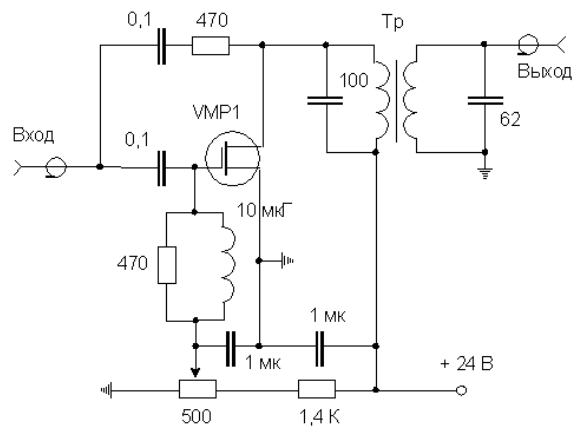


Рисунок 4.3. Високочастотний підсилювач потужності

Підсилювач потужності такого виду здатний працювати при частотах до 300 МГц. В нашому випадку частота 5 МГц, отже по частоті він нас влаштовує.

4.2.3. Лінія затримки

Перш ніж передавати сигнал з генератора на змішувач нам необхідно його затримати на деякий час τ . Тому було прийнято рішення використовувати лінію затримки сигналу (рис. 4.4.).

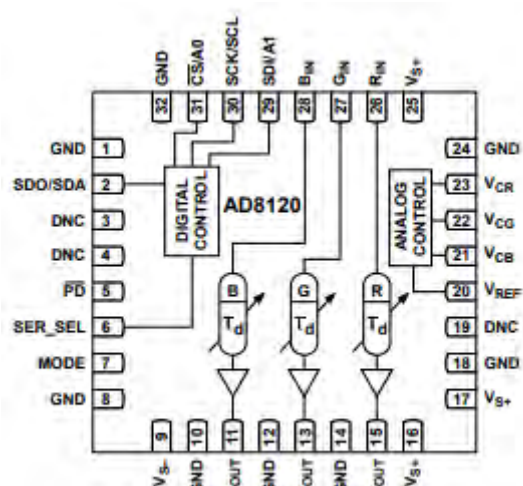


Рисунок 4.4. Схема AD8120

4.2.4. Ключ

В якості ключа використаємо транзистор IRF6656.

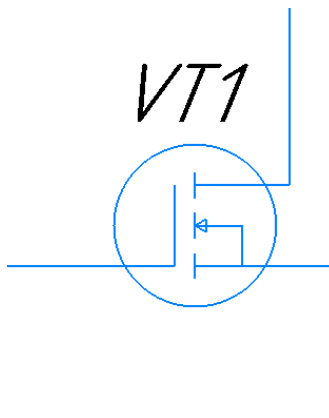


Рисунок 4.5. Транзистор IRF6656

Через базу (затвор) на нього подаються сигнали з мікроконтролера, до стоку підключений сигнал з ПЕП, а з джерела сигнал подається на наступний елемент (підсилювач).

4.2.5. Підсилювач високих частот

В якості підсилювача будемо використовувати схему AD797, що має наступний вигляд .

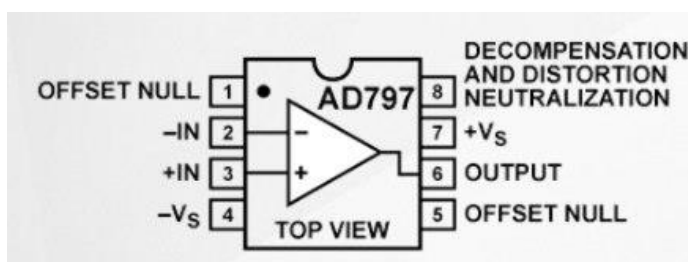


Рисунок 4.6. Схема AD797

На цій схемі ми використовуємо також лише частину ніжок. На неінвертуючий вхід 3 ми отримуємо наш сигнал з п'єзоперетворювача. Через інвертуючий вхід 2 ми наш сигнал підсилюємо. На виході через ніжку 6, ми отримуємо підсилений сигнал.

Коефіцієнт підсилення визначаємо наступним чином:

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						49
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$K = \frac{U_{\text{вихmax}}}{U_{\text{вхmax}}}$$

Прийmemo $U_{\text{вихmax}} = 3.3$ (В), $U_{\text{вхmax}} = 0.1$ (В). Тоді:

$$K = \frac{U_{\text{вихmax}}}{U_{\text{вхmax}}} = \frac{3.3}{0.1} = 33$$

Наш сигнал нам необхідно підсилити в 33 разів, тобто $K_{\text{п}} = 33$. Далі необхідно обрати номінали резисторів які забезпечать необхідне нам підсилення. Обираємо $R8 = 33\text{кОм}$, $R6 = 1\text{кОм}$. Тоді:

$$K_{\text{п}} = \frac{R5}{R3} = \frac{33000}{1000} = 33$$

Резистор $R2$ обираємо з наступного співвідношення:

$$R7 = \frac{R8 \cdot R6}{R8 + R6} = \frac{33000 \cdot 1000}{33000 + 1000} = 970\text{ Ом}$$

4.2.6. Змішувач

Використовуватимемо змішувач AD724. Він має наступний вигляд:

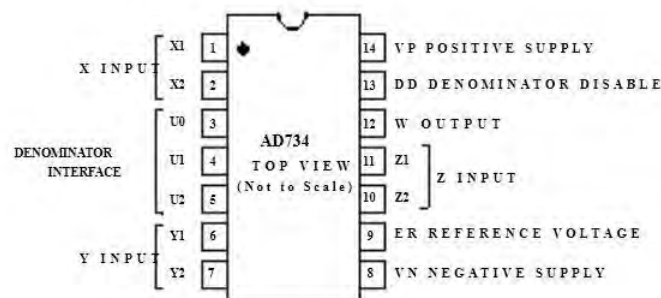


Рисунок 4.7. Схема AD724

На вхід 1 ми подаємо сигнал з нашого підсилювача, на вхід 6 сигнал з генератора. Здійснюємо заземлення необхідних елементів відповідно до datasheet.

4.2.7. Селектор

Ми будемо використовувати в якості селектора вже відомий нам елемент IRF6656 (рис. 4.5.).

Через базу (затвор) на нього подаються сигнали з мікроконтролера, з ніжки стоку сигнал надходить на фільтр низьких частот, до джерела підключений сигнал, який ми отримуємо на виході зі змішувача.

4.2.8. Фільтр низьких частот

В якості фільтру низьких частот ми будемо використовувати стандартний RC ланцюг. Параметри елементів обираємо з наступного співвідношення:

$$\omega = \frac{1}{RC}$$

де ω – циклічна частота, яка визначається наступним співвідношенням:

$$\omega = 2\pi f_d$$

f_d – це частота Доплера, яку ми розраховуємо за описаною раніше формулою:

$$f_d = f_0 \cdot \frac{2V}{C}$$

$f_0 = 5$ МГц. З цим параметром ми визначились в попередньому розділі.

C – швидкість УЗ в крові, згідно до таблиці 2.1., $C = 1600$ м/с.

Далі необхідно визначитись з максимальною швидкістю крові в судинах. Нйбільша швидкість кровотоку в тілі людини спостерігається в аорті, там вона складає $V = 0.5$ м/с. Ми будемо орієнтуватись саме на цю максимальну швидкість. Тоді:

$$f_d = 5 \cdot 10^9 \cdot \frac{2 \cdot 0.5}{1600} = 3.125 \text{ кГц}$$

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						51
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Це значення ми підставляємо в формулу для розрахунку циклічної частоти. Отримаємо:

$$\omega = 2\pi \cdot 3.125 \cdot 10^3 = 19.635 \text{ кГц}$$

Приймемо значення частоти: $\omega = 20 \text{ кГц}$.

Тоді: R=1 кОм, C=50 нФ.

4.2.9. Мікросхема

Було прийнято обрати мікроконтролер АТХМЕГА32D3. Він буде підключений до кварцового генератора, який забезпечить його стабільну роботу. Цим мікроконтролером ми будемо контролювати наш синтезатор, ключ та селектор. Характеристики цієї мікросхеми наведені в таблиці 4.1.

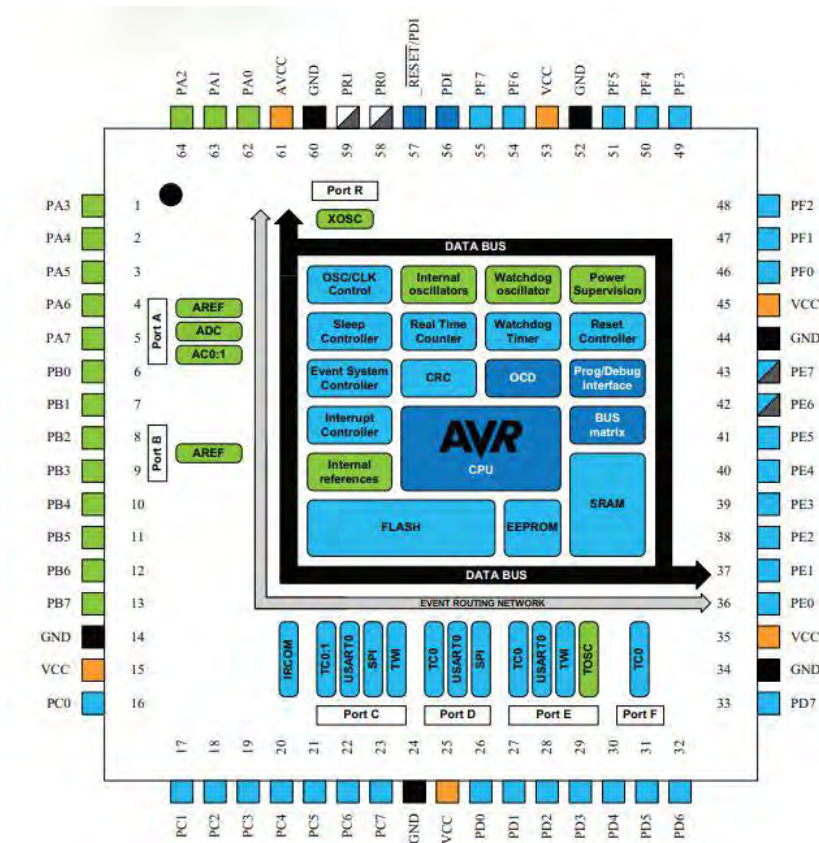


Рисунок 4.6. Схема АТХМЕГА32D3

Таблиця 4.1. Характеристики АТХМЕГА32D3

Тактова частота	32МГц
Розрядність АЦП	12 біт
Число входів/виходів	50
Робоча температура	-40°C ~ 85°C
Об'єм Flash-пам'яті	32кБ

4.3. Розробка ультразвукового датчика

Серед обов'язкових деталей нашого ультразвукового датчика є сам п'єзоперетворювач, демпфер, протектор, корпус та гвинти. Оскільки усі ці елементи спочатку окремо виготовляються, а потім ми їх з'єднуємо один з одним, можна вважати технологію виготовлення самого датчику достатньо складною.

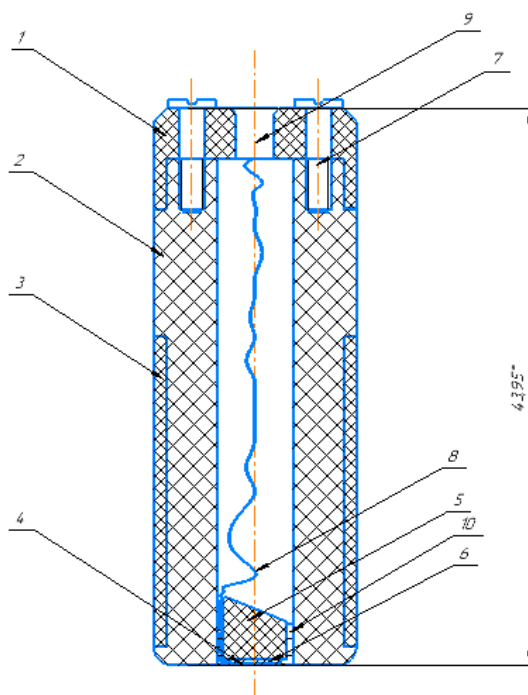


Рисунок 4.6. Ультразвуковий датчик, де 1 – кришка, 2 – корпус, 3 – гумова насадка, 4 – протектор, 5 – демпфер, 6 – п'єзоперетворювач, 7 – гвинт, 8 – дроти, 9 – роз'єм, 10 – компаунд.

Як вище було вказано, матеріалом нашого п'єзoeлементу було обрано ЦТС-19. Будемо використовувати в якості протектору акрилову смолу для збереження нашого датчику. Товщину покриття обираємо в 4 рази меншу, ніж довжина хвилі в цьому ж покритті, відповідно до цих міркувань $h = 1.3$ (мм).

При складанні самого датчику, ми впершу чергу припаюємо дроти до п'єзоперетворювача, слідом за цим приклеюємо демпфер та протектор до п'єзoeлементу. Поміщуємо отриману деталь на дно корпусу і після цього заливаємо компаундом, таким чином фіксуємо сам п'єзoeлемент в корпусі датчика. Далі корпус закриваємо кришкою та фіксуємо її за допомогою гвинтів. В кінці надягаємо гумову насадку на корпус.

Габаритні розміри ультразвукового датчика:

- Висота 43.95 мм;
- зовнішній діаметр 16 мм.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						54
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 5. РОЗРАХУНОК ПОХИБОК

5.1. Похибка зумовлена квантуванням АЦП

Сигнал який випромінює наш генератор є аналоговим, тому в нашому мікроконтролері є вбудований аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). На жаль, в АЦП при цьому виникає похибка рівня квантування, яку неможливо усунути. Вона зумовлена тим, що розрядність АЦП є обмеженою. Значення цієї похибки належить до проміжку від нуля до половини величини молодшого значущого розряду (МЗР). Зазвичай значення амплітуди сигналу, що отриманий на вході значно вище, ніж МЗР. Тоді, помилка, що зумовлена квантуванням матиме рівний розподіл.

Похибка роздільної здатності АЦП:

$$\Delta_{\text{квант}} = \frac{\Delta}{2}$$

де, Δ – Роздільна здатність АЦП.

$$\Delta = \frac{1}{2^N} \cdot 100\%$$

N – розрядність АЦП. Вбудований в наш мікроконтролер ATXMEGA32D3 АЦП має $N = 12$.

$$\Delta = \frac{1}{2^{12}} \cdot 100\% = \frac{1}{4096} \cdot 100\% = 0.02\%$$

$$\Delta_{\text{квант}} = \frac{0.02}{2} = 0.1\%$$

5.2. Оцінка вірогідності контролю

В завданні до дипломного проєкту було вказано що оцінка вірогідності контролю повинна бути не менше, ніж 95%.

Цей параметр є одним з найважливіших при розробці приладу. При проведенні діагностики ми припускаємо, що бездефектна ділянка містить дефект, або навпаки – дефектна ділянка його не містить. Це є два основні

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						55
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

типи помилки при діагностиці. Інформація щодо наявності чи відсутності відхилень міститься у сигналі з п'єзоперетворювача.

Відхилення, основою якого прийнято вважати граничний сигнал, зображується в відсотках та дорівнює $\alpha = 1\%$. Описані вище помилки є рівними між собою і, відповідно, мають значення 1%:

$$\alpha = 1\%, \beta = 1\%$$

Вірогідність контролю визначають наступним чином:

$$P = 1 - (\alpha + \beta) = 1 - (1\% + 1\%) = 98\%$$

В результаті, вірогідність контролю дорівнює 98%, що задовольняє завданню до дипломного проєкту.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						56
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Висновок

Цей дипломний проєкт присвячений розробці приладу для вимірювання швидкості кровотоку в судинах, зокрема в сонній артерії.

Під час роботи над проєктом, ми розглянули ультразвукові методи контролю, визначились з методом на основі ефекта Допплера. Ми проаналізували існуючі методи доплерографії(неперервний, імпульсний) та ґрунтуючись на отриманих знаннях вирішили використовувати саме імпульсний доплер. Ми розглянули існуючі способи реалізації цього методу та на їх основі розробили власну структурну схему та електричну принципову схему, яка власне реалізує можливість проведення діагностики.

Дипломний проєкт в себе включає також прорахунок акустичного тракту нашого сигналу, вибір та підбір параметрів п'єзоперетворювача, розробку самого датчика, підбір елементів для електричної схеми, було розраховано похибки та ймовірність контролю.

В результаті ми отримали значення, які задовольняють вихідним даним до дипломного проєкту.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						57
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Список літератури

1. Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
2. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: практическое руководство пользователя / Л. В. Осипов. – М. : Видар, 1999. – 256 с.
3. Основи ультразвукового неруйнівного контролю: Підручник/ В.К. Цапенко, Ю.В. Куц – К.: НТУУ «КПІ», 2010 – 448 с
4. Ультразвуковая диагностика патологии сосудистой системы [Електронний ресурс] – Режим доступу: https://doctorspb.ru/articles.php?article_id=1087
5. Петрик, В. Ф. Метрологія, стандартизація та сертифікація в неруйнівному контролі [Електронний ресурс] : навчальний посібник з дисциплін «Метрологія» та «Сертифікація і стандартизація» / В. Ф. Петрик, А. Г. Протасов ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,04 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2015. – 266 с.
6. Якимчук, А. Ю. Методи доплерографії в медицині / А. Ю. Якимчук // XIII Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 13-14 травня 2020 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – С. 338–340.
7. Акопян Б. В. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами / Б. В. Акопян, Ю. А. Ершов. – М. : МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2005. – 224 с.
8. Голямина И.П. Ультразвук: Маленькая энциклопедия / Глав. Ред. И.П. Голямина. – М.: Советская Энциклопедия, 1979. – 965 с

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						58
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

9. Квятковский Е.А. Ультрасонография и доплерография в диагностике заболеваний почек / Е.А. Квятковский, Т.А. Квятковская. – Днепропетровск: Новая идеология, 2005. – 318 с.
10. Осипов Л. В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем / Л.В. Осипов // Медицинская визуализация. – 1997. – № 4. – С. 42-53.
11. Шарапов В.М. Пьезоэлектрические датчики / В.М. Шарапов, М.П. Мусиенко, Е.В. Шарапова; под ред. В.М. Шарапова. – М.: Техносфера, 2006. – 632 с.
12. Lashko Olena Experience in the Organization of Non-Destructive Testing Formal Education in Ukraine / International Conference NDT Days 2019, 17-21 June, 2019, Sozopol, Bulgaria (NDT Days 2019). - P. 91-95.
13. Лашко О. В. Окремі аспекти розробки навчальних програм для студентів спеціалізації «Неруйнівний контроль, технічна діагностика» / О. В. Лашко // Матеріали III науково-технічної конференції «Неруйнівний контроль в контексті асоційованого членства України в Європейському Союзі» з міжнародною участю – NDT – UA 2019, 17-19 вересня 2019 року, м. Київ, Україна. – Київ : УТ НКТД, 2019. – С. 32-37.
14. Єременко В.С. Шляхи мінімізації сумарної похибки вимірювання швидкості ультразвуку в матеріалах з неоднорідною структурою / В.С. Єременко, Р.М. Галаган // Електротехнічні та комп'ютерні системи. Науково-технічний журнал. – Одеса. – 2012. – № 06 (82). – С. 39-45.
15. Галаган Р.М. Анализ погрешностей измерения скорости распространения ультразвуковой волны в многофазных порошковых материалах. Часть 1: влияние субъективной погрешности / Р.М. Галаган, Г.А. Богдан // Вісник Національного Технічного

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						59
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Університету України «КПІ». Серія приладобудування. – Київ. – 2015. – № 49(1). – С. 53-60.

16. Ультразвукові методи неруйнівного контролю [Електронний ресурс]: методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003 «Приладобудування» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад. Р. М. Галаган. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 88 с.

					ПК61.21.0000.000 ПЗ	Арк.
						60
Змн	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		